

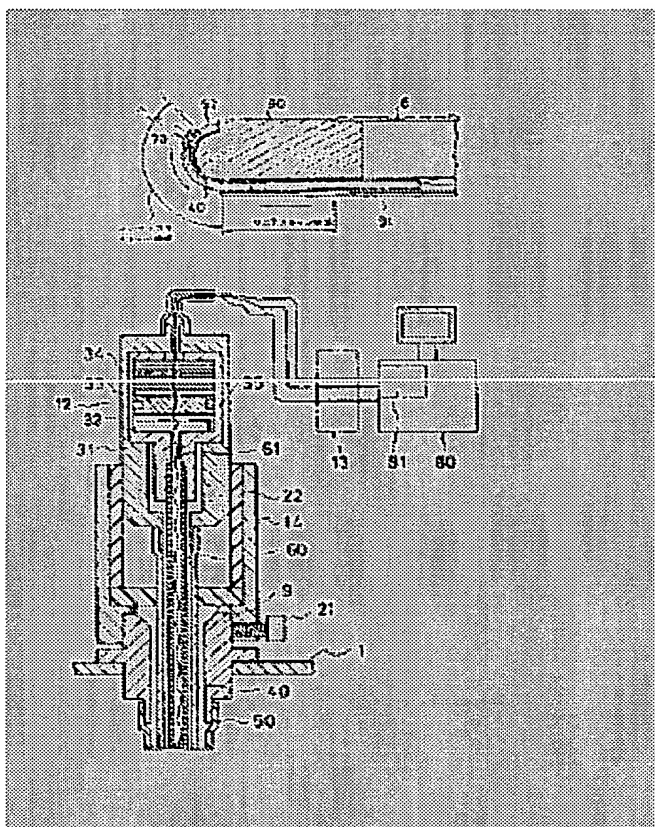
INTERNAL VISUAL ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE

Patent number: JP2189139
Publication date: 1990-07-25
Inventor: IMAIDE SHINICHI; others: 05
Applicant: OLYMPUS OPTICAL CO LTD
Classification:
- international: A61B8/12
- european:
Application number: JP19890010187 19890119
Priority number(s):

Abstract of JP2189139

PURPOSE:To enable the increase of the scanning space region of a probe by a method wherein a guide member to regulate movement of a probe having an ultrasonic vibrator situated at the tip part on the insertion side thereof is mounted on the tip part of an endoscope in a state to be coupled to a channel.

CONSTITUTION:A probe 40 having an ultrasonic vibrator 70 located on its tip is inserted in a body cavity through a channel 50 situated in a state to be communicated to the flexible part of an endoscope 1. The ultrasonic vibrator 70 at the tip on the insertion side of the probe 40 inserted in the channel 50 is moved through a piston 33, a cylinder 32, and oil, with which a transmission shaft (transmission pipe) 60 is sealed, through drive of a piezoelectric actuator 34, and a moving direction is regulated by a guide member 92. The ultrasonic vibrator performs scanning through a range of from a linear scan region to a convex scan region. This constitution enables the sharp increase of a visual field without damaging an organism.



⑫ 公開特許公報(A) 平2-189139

⑤ Int.Cl.³
A 61 B 8/12識別記号 庁内整理番号
8718-4C

⑬ 公開 平成2年(1990)7月25日

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全13頁)

⑭ 発明の名称 内視超音波診断装置

⑯ 特 願 平1-10187

⑰ 出 願 平1(1989)1月19日

⑱ 発 明 者 今 出 慎 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 長 崎 達 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 大 村 正 由 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉒ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

内視超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 内視鏡の可撓部に連通して設けられたチャンネルと、このチャンネル内に挿通可能な可撓性を有するプローブと、このプローブ内の挿入側先端部に設けられた超音波振動子とからなり、前記内視鏡の先端部に前記プローブの動きを規制するガイド部材を前記チャンネルに連結して設けたことを特徴とする内視超音波診断装置。

(2) 請求項1に記載のガイド部材は円弧状をなすことを特徴とする内視超音波診断装置。

(3) 内視鏡のチャンネル内に挿通可能な可撓性を有するプローブと、このプローブ内の挿入側先端部にその長手方向に沿って移動可能に設けられた超音波振動子と、この超音波振動子を前記プローブ内の長手方向に移動させる駆動手段と、この駆動手段と前記超音波振動子とを連結する如く前記プローブ内に連通して設けられた駆動力伝達

手段とからなることを特徴とする内視超音波診断装置。

(4) 請求項3に記載の駆動手段は、ピストン、シリンダおよび前記ピストンを移動させる圧電アクチュエータとからなり、駆動力伝達手段は前記シリンダと超音波振動子にその両端部がそれぞれ接続された伝達管と、この伝達管内に封入された流体とからなることを特徴とする内視超音波診断装置。

(5) 内視鏡のチャンネルまたはプローブの少なくとも一方に超音波振動子の位置および方向、またはどちらか一方を検出するための検出手段を設けたことを特徴とする請求項1～4のいずれか一つに記載の内視超音波診断装置。

(6) プローブ内の挿入側先端部にそれぞれが独立して超音波を送受可能な複数の超音波振動子を設けたことを特徴とする請求項1～4のいずれか一つに記載の内視超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、内視鏡のチャンネルに挿通して用いる内視超音波診断装置に関する。

〔従来の技術〕

従来より、内視鏡の挿通先端部に超音波振動子を組込み、この超音波振動子から被検体の診断部に超音波を照射して超音波診断を行なう超音波内視鏡が利用されている。この種の超音波内視鏡としては、例えば、内視鏡の挿入部先端に超音波振動子を回転自在に取付け、この超音波振動子を内視鏡の挿入部内を通して延在させたフレキシブル回転軸を介してモータで回転させる機械走査方式のものがある。また、内視鏡の挿入先端部に多数の超音波振動子を配列して設け、これらの振動子を所定の位置関係を有する信号で駆動してリニアスキャンまたはセクタスキャンを行なうようにした電子走査式のもの等がある。

ところで、上記超音波内視鏡の体腔内に挿入される挿入部には、その内部に内視鏡として本来内

蔵されているイメージガイド、ライトガイド、鉗子チャンネル、送気・送水チャンネル等があり、その他として超音波振動子およびこの振動子に接続される導線さらに機械走査方式の場合には振動子に回転力を伝達するためのフレキシブル回転軸等が内蔵されている。そのため、内視鏡の挿入部はその直径が必然的に大きなものになってしまう。

ところが、内視鏡の挿入部が大きくなると被検者に苦痛を与えるという問題がある。

そこで、その先端部に超音波振動子が内蔵されたプローブを、内視鏡が本来有している鉗子チャンネルを通して体腔内に挿入し、プローブ内で超音波振動子を挿入方向に移動して機械的にリニア走査するようにしている。

〔発明が解決しようとする課題〕

上述した内視超音波診断装置は、超音波プローブを内視鏡が本来有している鉗子チャンネル等から挿入するようにしているので、内視鏡の径を大きくする必要がなく、従って大径化による生体へ苦痛を与える心配がない。

しかしながら、この種の内視超音波診断装置は、超音波振動子をプローブ内で挿入方向に並進可能なだけなので、診断視野領域が狭いという問題がある。視野領域を大きくとるためには、プローブを内視鏡先端より大きく突出させる必要がある。しかし、プローブをあまり突出させすぎると生体の診断部位周辺壁を圧迫したり、損傷したりする危険がある。また、並進動作によるいわゆるリニアスキャン方式の場合には、前方視野を確保することができない。前方視野の観察を行なうためには、内視鏡としての機能を用いて、その先端部分を湾曲させなければならない。しかし、湾曲させるのに十分な空間領域がないと、生体の内壁を損傷させる危険がある。

また、従来の内視鏡超音波診断装置は、超音波振動子をプローブ内で挿入方向に移動させる走査駆動部が、内視鏡の走査部に設けられていた。そのため、モータ、減速部、リードスクリューやナット等からなるリニア動作変換部で走査駆動部を構成する場合には、これらの部品を全て内蔵した

走査駆動部となるので、小型化、軽量化が困難になる。

また、ワイヤ牽引により振動子を駆動する方法があるが、この方法ではワイヤが内視鏡のチャンネル内に長く引回されるので、生体内壁との摩擦による負荷が増大する等の問題がある。

そこで、本発明の目的は、プローブの走査空間領域を拡大することなく診断視野を大きく取ることができ、しかも走査駆動部の小型化、軽量化を図り得、さらに安定した超音波診断を行ない得る内視超音波診断装置を提供することにある。

〔課題を解決するための手段〕

本発明は上記課題を解決し目的を達成するために、次のような手段を講じた。すなわち、内視鏡の可撓部に連通して設けられたチャンネルと、このチャンネル内に挿通可能な可撓性を有するプローブと、このプローブ内の挿入側先端部に設けられた超音波振動子とからなり、前記内視鏡の先端部に前記プローブの動きを規制するガイド部材を前記チャンネルに連結して設けるようにした。

なお、上記ガイド部材は円弧状をなすことが望ましい。

また、上記目的を達成するために、内視鏡のチャンネル内に挿通可能な可撓性を有するプローブと、このプローブ内の挿入側先端部にその長手方向に沿って移動可能に設けられた超音波振動子と、この超音波振動子を前記プローブ内の長手方向に移動させる駆動手段と、この駆動手段と前記超音波振動子とを連結する如く前記プローブ内に連通して設けられた駆動力伝達手段とを備えるようにした。

なお、上記駆動手段は、ピストン、シリンダおよび前記ピストンを移動させる圧電アクチュエータとから構成し、上記駆動力伝達手段は前記シリンダと超音波振動子にその両端部がそれぞれ接続された伝達管と、この伝達管内に封入された流体とから構成することが望ましい。

また、上記目的を達成するために、内視鏡のチャンネルまたはプローブの少なくとも一方に超音波振動子の位置および方向、またはどちらか一方

を検出するための検出手段を設けるようにした。

また、上記目的を達成するために、プローブ内の挿入側先端部にそれぞれが独立して超音波を受受可能な複数の超音波振動子を設けるようにした。

〔作用〕

上記手段を講じたことにより、次のような作用を呈する。すなわち、内視鏡の可撓部に連通して設けられたチャンネルを介して、その先端に超音波振動子の設けられたプローブを体腔内に挿入でき、体腔内に挿入された超音波振動子は内視鏡の先端部であって上記チャンネルに連結して設けられたガイド部材により移動方向が規制され、例えばリニアスキャンからコンベックスキャンへの連続的な移動が可能となる。

また、上記手段を講じたことにより、内視鏡のチャンネル内に挿通されるプローブの挿入側先端部に設けられた超音波振動子は、駆動力伝達手段を介して駆動手段からの駆動力が伝達され、この伝達された駆動力によりプローブ内の長手方向に移動される。

上記駆動手段をピストン、シリンダおよび前記ピストンを移動させる圧電アクチュエータで構成したので、走査駆動部を小型化、軽量化できる。また、上記駆動力伝達手段を前記シリンダと超音波振動子にその両端部がそれぞれ接続された伝達管およびこの伝達管内に封入された流体から構成したので、駆動力は流体により伝達され、ワイヤ等による摩擦劣化を解消することができる。

〔実施例〕

以下、本発明の実施例を図面を参照して説明する。

第1図は本発明装置を内視鏡に装着した状態を示す図である。同図に示す1は内視鏡であり、操作部2、挿入部3、ユニバーサルコード4を主な構成要素としている。挿入部3は、軟性部5、湾曲部6、先端部7から構成されている。操作部2から挿入部3にわたりイメージガイド、ライトガイド等が内蔵されている。ライトガイドの入射端は、ユニバーサルコード4を介して光源ユニット（不図示）に接続されている。この光源ユニット

の光がライトガイドを介して内視鏡の先端部7から照射され、体腔内を照明する。そして、その体腔内の像をイメージガイドを介して接眼部8から観察するようになっている。また、9は鉗子口であり、この鉗子口9は挿入部3内の長手方向に沿って形成されたチャンネルが連通されている。そして、鉗子口9からチャンネルを介して体腔内に鉗子を挿入し、組織を採取する構成となっている。

本実施例では、上記内視鏡1の鉗子口9およびこの鉗子口9に連通するチャンネルを利用して超音波診断装置10を装着している。超音波診断装置10は、鉗子口9およびチャンネルに挿通可能で、しかもその先端部内に超音波振動子を有するプローブと、このプローブ先端部内でその長手方向に超音波振動子を移動させる走査駆動部12と、この走査駆動部12を鉗子口9に連結する連結部材13と、走査駆動部12を駆動コントローラに連結するコネクタ14とを具備して構成されている。

以下、本実施例の具体的な構成を第2図～第5

図を参照して説明する。

第2図は鉗子口9および走査駆動部12部分の構成を示す断面図である。鉗子口9には連結部材14がねじ21によりねじ止めされて取付けられている。この連結部材14は、その内周面にゴム等からなる弾性摩擦体22を介して走査駆動部14をスライドおよび回転可能に保持している。走査駆動部12は外筒31と、この外筒31内に形成されたシリンダ32と、このシリンダ32に封入される流体(空気または液体)の流体圧により摺動するピストン33と、このピストン33の上端面とシリンダ32の内壁上端面との間に介在している積層圧電アクチュエータ34とから構成されている。なお、ピストン33にはシリンダ32との気密性を高めるためにシール材で形成されたピストンリング35が取付けられている。また、走査駆動部12の下端部にはプローブ40の基端部が取付けられており、先端部41は鉗子口9から内視鏡1のチャンネル50内に挿通され内視鏡1の先端部7に達している。このプローブ

診断を行なう。

第4図はプローブ先端部の構成を示す断面図である。プローブ先端部41の側面には、プローブの長手方向に沿って超音波送受信窓42が設けられている。また、プローブ先端部41に内蔵されている超音波振動子70は、超音波送受信窓42に対向して保持部材71でプローブの長手方向に移動可能に保持されている。この保持部材71は伝達軸60他端部にベローズ継手72を介して連結されている。なお、超音波送受信窓42の振動子70が対向する面上には振動範囲に沿って超音波伝導媒体73が設けられている。

第5図は送受信装置80の構成を示すブロック図である。振動子70で受信した診断部の像情報を含む受信信号はケーブル61、コネクタ13を介して送受信装置80の受信増幅回路81に入力し、増幅されてデジタルスキャンコンバータ82に出力される。デジタルスキャンコンバータ82では入力した受信信号を画像表示用の信号に変換した後、表示装置83に出力する。表示装置83

40内にはコイルシャフトまたはワイヤより構成され駆動力伝達手段としての機能を有する伝達軸60が挿通されている。この伝達軸60の一端はシリンダ32の下端部に気密に取付けられており、シリンダ32内の流体封入領域と伝達軸60内の長手方向に形成されている流体封入領域とが連通している。また、この伝達軸60の他端部にはプローブ40の先端部41に設けられた超音波振動子70が取付けられている。この超音波振動子70から伸びる信号ケーブル61は、伝達軸60内を通り、走査駆動部12を介して取出され、さらにコネクタ13を介して送受信装置80のコントロール部81に接続される。なお、信号ケーブル61はプローブ40内を通さずに外側に引きまわすようにしてもよい。

第3図はプローブ40の挿通された内視鏡1の先端部の断面を示す図である。同図に示すように、プローブ40を内視鏡1のチャンネル50内を挿通して、内視鏡1の先端部7よりプローブ40の先端部41を突出させ、このような状態で超音波

には診断部の画像が表示される。一方、コントロール装置84のコントローラ85は、送信回路86へ所定の送信タイミング信号を送出すると共に、駆動回路87に圧電アクチュエータ34の駆動を制御する制御信号を出力する。この制御信号によりアクチュエータ34が駆動操作される。また、コントローラ85はアクチュエータ34の操作量を与える制御信号に同期して、デジタルスキャンコンバータ82に走査のタイミングを与えるための信号を送信し、デジタルスキャンコンバータ82の受信信号の取込みを指令する。なお、各走査ラインの取込みタイミングもコントローラ85からの指令信号により行われる。

上記した内視超音波診断装置は次のように作用する。すなわち、コントローラ85から出力された制御信号によりアクチュエータ34を伸縮駆動すると、このアクチュエータ34の移動に応じてピストン33が移動する。そうすると、ピストン33の移動量に応じた流体圧が伝達軸60内の流体およびベローズ継手72内の流体を介して保

持部材71に印加される。したがって、保持部材71に保持されている超音波振動子70がプローブの長手方向に沿って移動しリニア走査される。このとき、伝達軸60と保持部材71とは伸縮自在なベローズ継手72を介して連結されているので、保持部材71(振動子70)の移動に対応することができる。また、振動子70の移動量は、保持部材71の流体と接する上端面の面積とピストン33の端面の面積との比から算出することができる。

この面積比は、プローブ先端部41のベーパー断面半径を r_1 、全移動量(視野幅) l_1 、走査駆動部12内のピストン33の断面の半径を r_2 、その移動量を l_2 とすれば、

$$r_1^2 l_1 = r_2^2 l_2$$

と表わせる。従って、実際のスコープ形状から例えば、 $r_1 = 1.5 \text{ mm}$ 、 $l_1 = 30 \text{ mm}$ 、 $l_2 = 1 \text{ mm}$ であれば、ピストン半径 r_2 は、 $r_2 = 8.2 \text{ mm}$ となり、ピストン直径は $\phi 16.4 \text{ mm}$ でよい。積層圧電アクチュエータ34はその積層数にもよるがスト

ロックを大きくとめることは適当でないが発生力が大きいので、ピストン移動量は小さくし、断面積を確保して利用すれば、小型化が容易となる。

このように本実施例によれば、走査駆動部12をシリンダ32、ピストン33、積層圧電アクチュエータ34で構成するようにしたので、走査駆動部12の小型化、軽量化が可能である。また、駆動伝達手段として伝達管60を用い駆動力を流体圧にして伝達するようにしたので、ワイヤを使った場合のように摩擦力の増大を心配する必要がなく、超音波診断領域を拡大することができる。

次に、プローブ先端部の変形例について第6図～第21図を参照して説明する。

第6図は内視鏡の先端部にプローブの動きを規制する円弧状のプローブガイドを設けた例を示す図である。同図に示す90は内視鏡先端部の硬性部である。この硬性部90には直線状をなすチャンネル91が形成されて、さらにこの直線状のチャンネル91にプローブ40の動きを規制する円弧状のチャンネル(曲率チャンネル)の形成さ

れているプローブガイド92が連結されている。このプローブガイド92は、第7図に示すように、振動子70から送波される超音波を送ることなく、かつ曲率に沿ってプローブ40を移動できるように、プローブ先端部41の直径よりも若干小さな開口を有する溝93が形成されている。また、プローブガイド92の曲率チャンネル(溝93)の両側には、ライトガイドの端面94およびイメージガイドの端面95が配置されている。

このような構成によれば、曲率チャンネルの形成されているプローブガイド92を直線状のチャンネル91に連結して内視鏡の先端部に備えるようにしたので、超音波振動子70は直線軌道および円弧軌道を描くこととなり、リニアスキャンおよびコンベックスキャンの両方が可能となる。したがって、大幅な視野拡大を図ることができる。

第8図は内視鏡先端部のチャンネル先端部に、たわみ防止用アダプタを設けた例を示す図である。同図に示すように、内視鏡先端部7のチャンネル先端部内側に、たわみ防止用アダプタ100を備

え、摩擦係数の小さい出脱でできたプローブ40を複数点で保持するようにする。なぜならば、プローブ40はチャンネル50内に挿入されるものであるので、プローブ40とチャンネル50内壁とを密着させることはできない。そのため、内視鏡の先端部7においては、チャンネル50内面とプローブ40との間に隙間が生じる。このような隙間があると、プローブ40の位置を固定することができないと共に、プローブ40にたわみが生じてしまう。

そこで、たわみ防止用アダプタ100を備えて、内視鏡の先端部7にあるプローブ40を複数の接点P1、P2、P3で保持し、直線状に矯正する。

このようにすることにより、プローブ先端部41の位置が定まり、振動子70を高精度に移動させることができる。

第9図(a)(b)はプローブ先端部に形状記憶合金を設けた例を示す図である。本例では、可撓性を有するプローブ40の先端部41内にその長手方向に移動可能に超音波振動子70を設ける。

超音波振動子70はプローブ40内に延在して設けた牽引ワイヤ111を介して振動子70を機械的にリニアスキャンさせる。なお、112は信号線であり、その一端は振動子70に接続され、他端は超音波送信装置（不図示）に接続されている。また、振動子70の超音波送受信側とは反対側に真直状態を記憶した形状記憶合金（以下、SMAと称する）113がプローブ40の長手方向に沿って設けられている。このSMA113はリード線114を介して電源装置（不図示）に接続されている。そして、この電源装置からSMA113に選択的に電流が供給される。第9図（a）は電流が供給された状態を示す。なお、SMA113は電流が供給されていない初期状態では、第9図（b）に示すように、可撓性を有している。挿入時には可撓性を有し、挿入後には真直するという意味では単に弾性体であってもよい。

本実施例では、SMA113を初期状態にしてプローブ40を内視鏡のチャンネル内に挿入し、プローブ40がチャンネル内を挿通したならば

かせると、プローブ先端部41が体腔壁121に吸着される。そこで、超音波診断領域の着目部位である体腔壁121に沿ってプローブ先端部41を移動させることにより、着目部位と振動子70との間に不必要な媒体が介在されず超音波の減衰がない超音波診断ができ、感度を向上させることができる。

第11図はプローブ位置検出手段を設けた例を示す図である。本例では、プローブ先端部41に内蔵されている超音波振動子70は固定されている。プローブ40の外筒には振動子70の走査範囲とほぼ等しい範囲に第1の着磁パターン131および第2の着磁パターン132が形成されている。第1の着磁パターン131はプローブ40の長手方向に所定の分割角度に応じたピッチでS極とN極とが交互に着磁されている。また、第2の着磁パターン132は、プローブ40の径方向に所定のピッチでS極とN極とが交互に着磁されている。内視鏡先端部7の鉗子用チャンネル50であって、第1および第2の着磁パターン131、

電源装置によりSMA113に電流を供給する。SMA113に電流が供給されるとジュール熱によりSMA113が真直状態になる。

したがって、可撓性を有するプローブ40を用いてもたるみを生じることなくプローブ先端部41が固定され、プローブ40内の振動子70を高精度に直線移動させることができる。

第10図（a）（b）はプローブ先端部41に吸盤を複数個形成した例を示す図である。なお、同図（a）はプローブ挿入側から見たプローブ先端部の正面図であり、同図（b）はプローブ先端部の側断面図である。プローブ40内部にはその長手方向に移動可能に超音波振動子70が設けられており、振動子70による超音波送受信側には、振動子70を挟み込むように吸引流路を有する吸盤120が複数形成されている。吸引流路は連結される吸引用チューブ（例えば、シリコンチューブ等）を介して吸引装置に連通している。

したがって、プローブ先端部41を体腔壁121に密着した後、吸盤120に吸引作用を働

132に対向した位置には、各着磁パターンを検出する例えば磁気抵抗素子からなる磁気センサ133、134が取り付けられている。また、プローブ40はその走査駆動部（不図示）に備えた駆動機構により、揺動および回転の独立した2動作が行われる。そのために、第1および第2の着磁パターン131、132の長手方向の幅は等しい長さに設定されている。

このようにすれば、プローブ40の長手方向に揺動させた場合には、そのときの振動子70の位置は着磁パターン132と磁気センサ134とから検出できる。また、プローブ40を回転動作させたときには、振動子70の回転角度を着磁石パターン131と磁気センサ133とから検出することができる。S極およびN極の磁気パターンが磁気センサ133、134に対して移動すると、S極とN極とで交互に繰返される磁気変化は電氣的抵抗値の変化として検出することができ、デジタル処理との適合性をよくすることもできる。なお、着磁パターン131、132と磁気センサ

133, 134とは逆の位置関係であってもよい。

このように構成することにより、振動子70の位置、回転角の検出を正確に行なうことができる。また、リニア走査と同時にラジアル走査を行なうことにより3次元の超音波診断画像を得ることができる。

第12図は超音波振動子による送波をプローブの長手方向および前方にも行なえるようにした例を示す図である。プローブ先端部41には前方に送波を行ない得る角度で超音波振動子70が設けられている。また、プローブ40の内視鏡先端部7のチャンネル50から僅かに突出した外筒の互いに対向した位置に2つのバイモルフ141, 142が取付けられている。この二つのバイモルフ141, 142はリード線143, 144を介して電源に接続されている。このリード線143, 144を介してバイモルフ141, 142に選択的に通電することにより、プローブ先端部41を屈曲させる。また、プローブ40の基端部は走査駆動部にて回転動作を与える駆動軸に連結されて

いる。

このように構成すれば、バイモルフ141, 142に通電してプローブ先端部41を周期的に屈曲させると、プローブ40の前方にコンベックスキャンを行なうことができる。また、同時に回転動作を加えることにより3次元の超音波断層像を得ることができる。

第13図はプローブ先端部に電子リニアアレイを設けた例を示す図である。同図に示すように、プローブ先端部41に電子リニアアレイの超音波振動子150を設け、セクタスキャンを行なうようにし、プローブ40自体がそのプローブの長手方向に移動するようにしている。また、第14図に示すように、電子コンベックスアレイの振動子151を用いるようにしている。このようにすることにより、セクタスキャンとリニアスキャンまたはコンベックスキャンとリニアスキャンの複合スキャンが可能となり、視野幅を拡大することができる。

第15図は内視鏡用子チャンネルに挿入するプ

ローブ先端部に少なくとも二つ以上の超音波振動子を配設した例を示す図である。各振動子70a, 70bは送受波方向が同一方向であり、かつ所定の走査範囲を振動子の数で除算した間隔で並べられている。ただし、隣合う振動子70aと70bとの間隔は、互いの送受波が干渉しない程度の距離に設定されている。

このように振動子を複数個設け、各振動子に各走査範囲を分担させることにより、複数の振動子を同時に送受可能となり、全走査範囲の超音波診断画像を得るのに要する時間を短縮することができる。高速スキャンが実現できる。

第16図はプローブ先端部に配設される振動子を複数個近接配置した例を示す図である。同図に示すように、プローブ先端部41に超音波振動子70a, 70bを互いの送受波が互いに干渉しない間隔で近接配置している。振動子70a, 70bをこのように配置した状態でプローブ40を長手方向に移動させる。このとき、二つの振動子70a, 70bで同時に超音波の送受信を行な

う。そして、振動子70aの走査範囲と振動子70bの走査範囲との重複する範囲を全走査範囲とし、二つの超音波像の位置合わせを行ない加算する。

このようにすることにより、一つの振動子を全走査範囲を移動して得られる画像信号に対し、 S/N 比が $\sqrt{2}$ 倍向上する。振動子の数を増すことにより、全振動子の数だけ同じ部位の画像が得られ、それらを加算した像は S/N 比が $\sqrt{(\text{振動子数})}$ 倍向上する。なお、全走査範囲の所要走査時間は、一つの振動子の場合と大差ない。

第17図は共振周波数がそれぞれ異なる複数個の振動子をプローブ先端部に設けた例を示す図である。同図に示すように、共振周波数の異なる各振動子70a, 70b, 70cをプローブ先端部41に近接配置した場合には、各振動子70a~70cの送受信波が干渉しても分離が容易である。また、異なる共振周波数をもつ振動子70a~70cの同じ部位での超音波信号を重畳して得られる信号は、各振動子70a~70cの共振帯域

を合わせた帯域をもつこととなり、極めて広い帯域を有する信号を生成できる。この広帯域信号をパルス圧縮法を適用した診断装置に用いれば、高解像、高感度な超音波断層像を得ることができる。

第18図は帯域の異なる振動子70a~70cからの受信信号を合成し、広帯域信号を生成するための回路の構成を示すブロック図である。各振動子70a~70cから出力された受信信号はそれぞれ直交検波手段160に入力され、帯域変換されて低域信号に変換される。この低域信号は位相情報を含んだ複素信号とされ、実数成分と虚数成分とに分けられる。実数成分について説明すると、振動子70a~70cが同じ部位の反射信号を受信信号として得るためには、プローブ40の移動速度に応じて時間遅れを生じさせる必要がある。そこで、この時間遅れを遅延線にて1走査ディレイ遅延させる。つまり、振動子70bの受信信号は振動子70aに対して1走査ディレイ分遅れ、振動子70cの受信信号は振動子70aの受信信号に対して2走査ディレイ分遅れて得られる。

され、次に振動子171から送波された超音波の反射波は振動子178で受波され、このような順序で順次送受波が行われる。ここで、振動子170と179とに着目すると、両振動子の間隔abは予めわかるので、a点から送波された波がb点で反射し、c点に到達するまでに要する時間は、振動子170で送波したパルスの時刻と振動子179で受波した信号のピーク点での信号すなわち、焦点域での反射波を受波する時刻から測定することができる。また、音波の伝播距離abcも単純な幾何計算で求めることができる。同様に、伝播距離defとその伝播時間も求めることができる。

また振動子171の開口中心dから線分abに下した垂線の足をiとし、振動子178の開口中心fから線分bcに下した垂直線の足をjとすれば、線分ai、cjは振動子170、171および振動子178、179の設置位置から単純な幾何計算により求めることができる。これらの振動子近傍の音響媒体の音速は既知であるので、線

これらの信号を加算器161で合成することにより同部位を帯域の異なる振動子70a~70cで受信した信号が得られる。この合成信号は3つの振動子70a~70cの帯域を合成したものとなる。虚数成分においても同様にして合成が行われる。そして、このように合成された合成信号は直交変調手段162から広帯域信号として出力される。

第19図はプローブ先端部に送波用振動子および受波用振動子を設けた例を示す図である。同図に示すように、プローブ先端部41に送波用振動子170~174および受波用振動子175~179が設けられている。振動子170と175はその焦点域が等しく、同様に振動子171と178、172と177、173と176、174と179はその焦点域が等しく、それぞれの焦点域が各組合わせで一致した位置となり、かつ、振動子174と179との中心線上に位置するように配置されている。そして、振動子170から送波された超音波の反射波は振動子179で受信

分ai、cjを伝播するのに要する時間は求めることができる。

したがって、音響経路ibjの伝播時間からdefの伝播時間を減じれば、gbhにおける伝播時間が求められ、同時に伝播距離gbhも既知なのでgbhにおける伝播速度を求めることもできる。その結果、着目する局部領域gbhの音速を求めることができる。同様にして、他の振動子によっても局部領域の音速を求めることができる。

このように、プローブ先端部41をその長手方向に移動させながら、局部領域の音速を測定していくことにより、移動範囲に応じた領域の生体中の音速を求めることができ、音速を利用した生体組織診断を行なうことができる。なお、上記した音速を求める方法は交差ビーム法に準じている。

第20図はプローブの基端部を走査駆動部の駆動軸に磁石を介して連結することによる過負荷防止機構を備えた例を示す図である。プローブ先端部41には超音波振動子70が設けられている。そして、駆動力伝達手段としての機能を有するプ

ロープ40の基端部42を走査駆動部内の駆動源伝達軸180に永久磁石181および182を介して連結されている。永久磁石181と182の一方はS極とし、他方はN極となっている。そして、駆動源伝達軸180はプローブの撓動方向に自由度を持たせ、プローブの長手方向に撓動させる機構となっている。

このように構成したことにより、誤ってプローブ先端部41が体内壁に接した場合であっても、連結部に加わる負荷が永久磁石181と182とによる連結磁力以上になると連結が解除される。従って、磁石181、182の磁力をコントロールすることによりプローブ40に加わる負荷を調整することができ、体腔壁を過負荷により傷つけるといった不都合を確実に回避できる。

なお、上記した例では、内視鏡の診断領域と超音波振動子より得られる超音波画像の示す領域とを共通にするために斜視にすることが望ましい。このようにすれば、体腔壁表面画像を内視鏡画像で確認した後、対応する表面部位の深層部を超音

波像で診断することができ、有効な情報を得ることができる。

第21図は上記過負荷防止機構をプローブ先端部に設けた例を示す図である。プローブ先端部41は先端部材41aと、この先端部材41aに駆動力の伝達を行なう伝達部材41bとの二つの部材に分れている。先端部材41aには振動子70が内蔵されており、この先端部材41aの内径に比して若干小さな外径を有する伝達部材41bの一端部が磁石191、192を介して先端部材41aの開口部にはめ込まれている。なお、磁石191、192としては、例えばS極を先端部材41aの内周側に取付け、N極側を伝達部材41bの挿入部外周に取付けるようにする。

このようにすることにより、伝達部材41bからの駆動力は磁石191、192の磁力を介して先端部材41aに伝えられ、仮に規定以上の負荷が加わったときには、磁石191、192による連結が解除され安全機構として作動する。

(発明の効果)

本発明によれば、可撓性を有するプローブの先端部に超音波振動子を設け、内視鏡の先端にプローブの動きを規制するガイド部材を設けたので、例えばリニア走査からコンベックス走査を連続的に行なうことができ、生体に損傷を与えることなく視野を大幅に拡大することができる。

また、超音波振動子を移動させる駆動力をプローブ内に連通して設けられた駆動力伝達手段を介して伝達するようにしたので、例えば駆動手段としてピストン、シリンダおよびピストンを移動させる積層圧電アクチュエータを用い、駆動力伝達手段として伝達管等を用いることにより走査駆動部の小型化、軽量化を図ることができる。

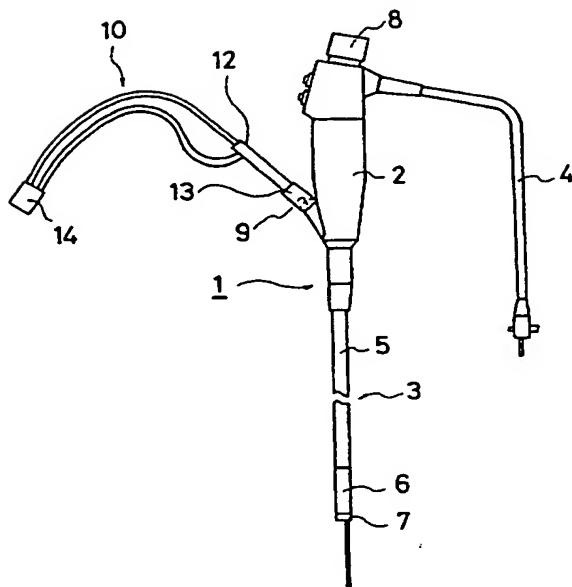
4. 図面の簡単な説明

第1図～第21図は本発明の実施例を示す図であり、第1図は内視超音波診断装置の概略的な構成を示す図、第2図は連結部材に走査駆動部を取付けた状態を示す断面図、第3図は内視鏡先端部の断面図、第4図はプローブ先端部の断面図、第

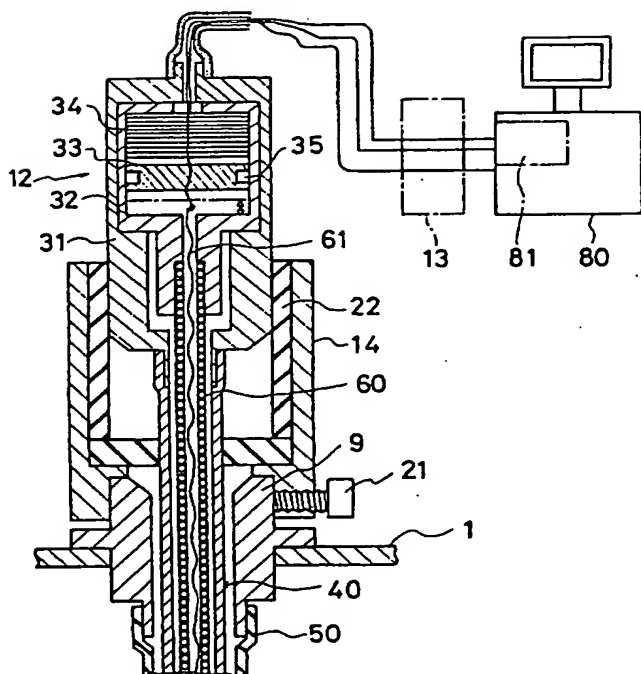
5図は送受信装置の構成を示すブロック図、第6図は円弧状のプローブガイドを設けた内視鏡の先端部を示す図、第7図は第6図に示すプローブガイドを挿入側から見た状態およびその断面を示す図、第8図は内視鏡先端部にたわみ防止用アダプタを設けた状態を示す図、第9図(a)(b)は形状記憶合金を備えたプローブ先端部の断面図、第10図(a)(b)は吸盤を設けたプローブ先端部を正面から見た図およびその側断面図、第11図は位置換出手段を設けたプローブ先端部の側面図、第12図は一对のバイモルフを取付けたプローブ先端部の側断面図、第13図は電子リニアアレイをその先端部に設けプローブ先端部の側面図、第14図は電子コンベックスアレイをその先端部に設けプローブ先端部の側面図、第15図～第17図は複数の振動子を設けたプローブ先端部の側面図、第18図はパルス圧縮を行なうための回路の構成図、第19図は送波用振動子および受波用振動子を設けプローブ先端部の側面図、第20図はプローブ基端部に過負荷防止機構を設け

た状態を示す図、第21図はプローブ先端部に過負荷防止機構を設けた状態を示す図である。

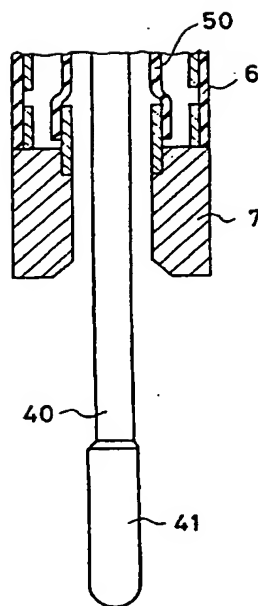
1…内視鏡、7…内視鏡先端部、10…超音波診断装置、12…走査駆動部、32…シリンダ、33…ピストン、34…積層圧電アクチュエータ、40…プローブ、50…チャンネル、60…伝達軸、70…超音波振動子、92…プローブガイド。



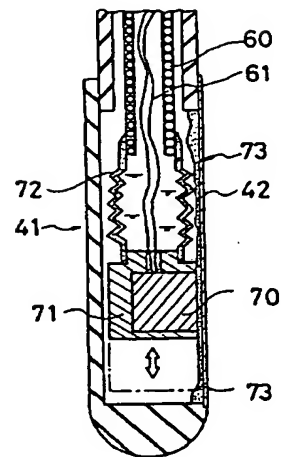
第1図



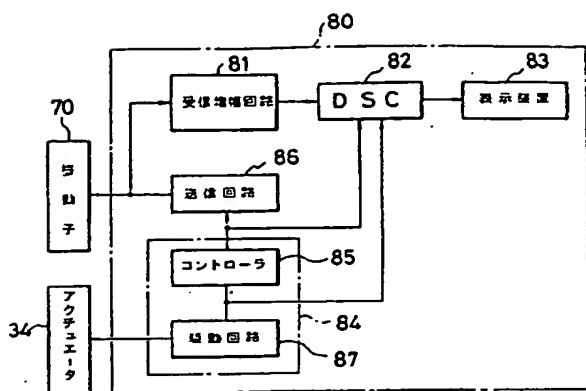
第2図



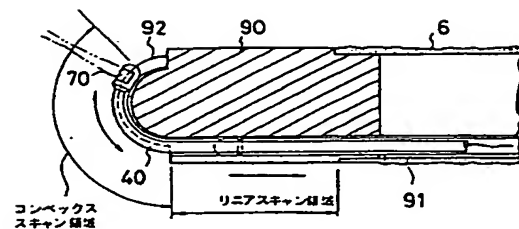
第3図



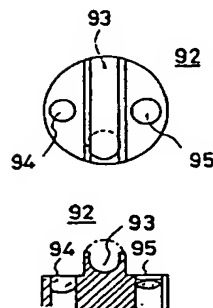
第4図



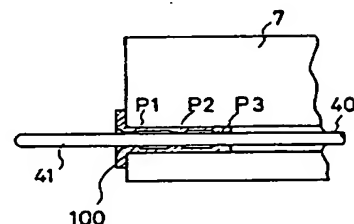
第 5 図



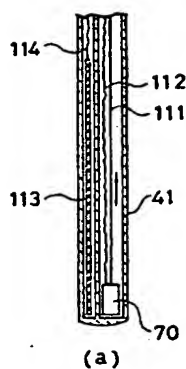
第 6 図



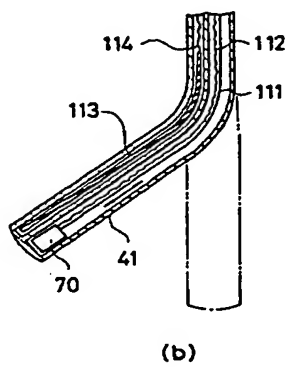
第 7 図



第 8 図

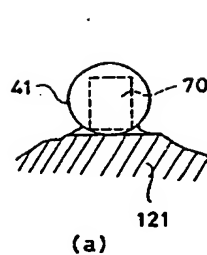


(a)

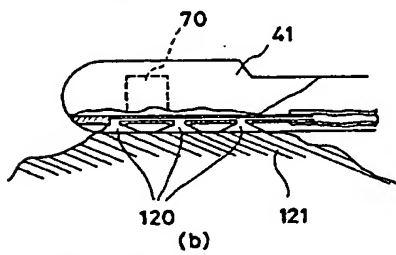


(b)

第 9 図

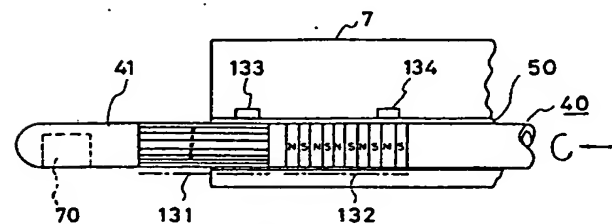


(a)

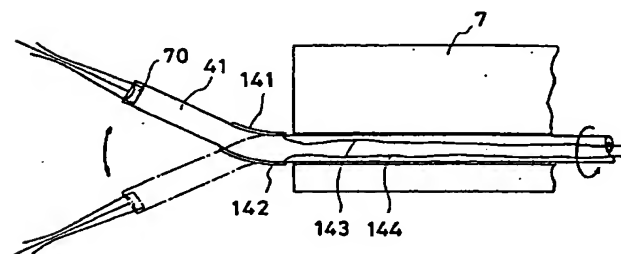


(b)

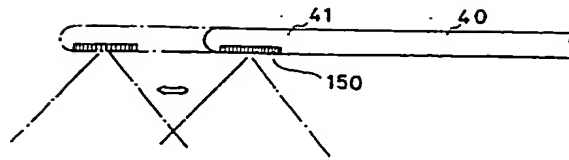
第 10 図



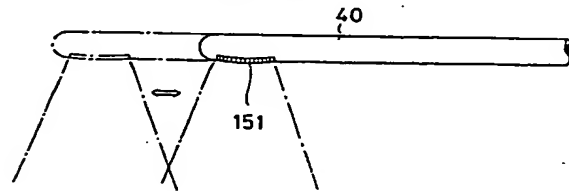
第 11 図



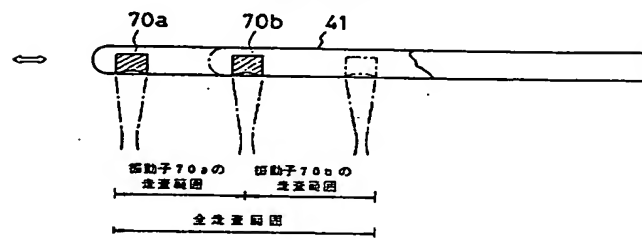
第 12 図



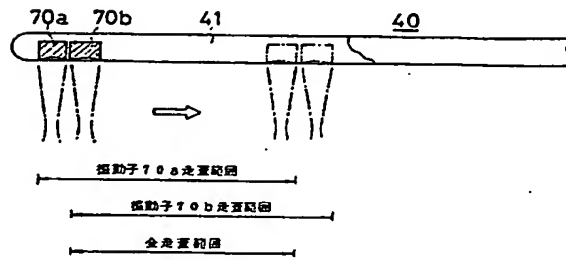
第 13 図



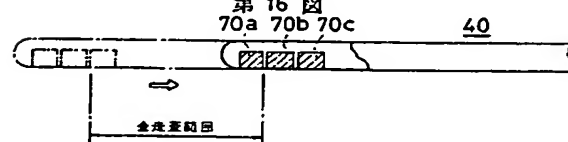
第 14 図



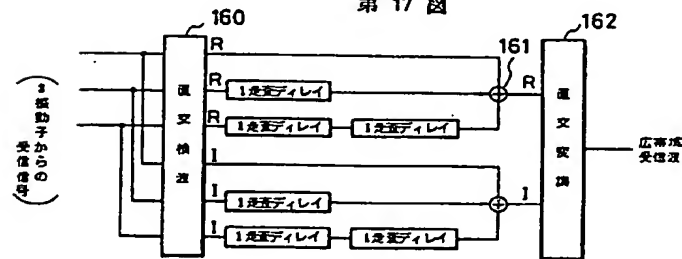
第 15 図



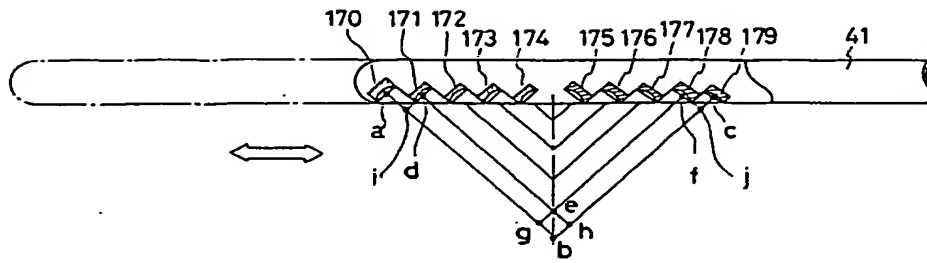
第 16 図



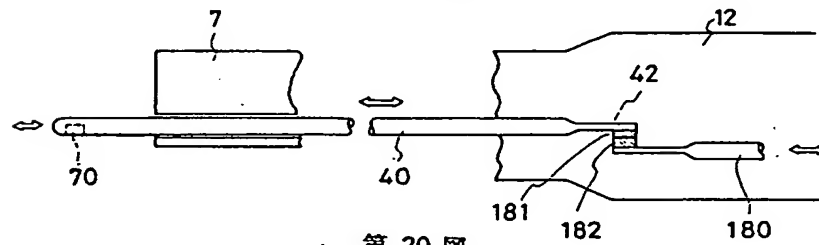
第 17 図



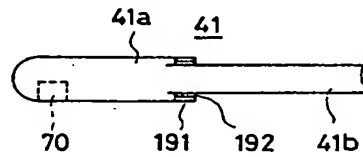
第 18 図



第 19 図



第 20 図



第 21 図

第 1 頁の続き

⑦発明者	田口耕司	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	生田英嗣	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	安達豊	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内